### PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

2000-229078

(43) Date of publication of application: 22.08.2000

(51)Int.CI.

A61B 8/00

(21)Application number: 11-032380

(71)Applicant: JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY

CORP

(22)Date of filing:

10.02.1999

(72)Inventor: KANAI HIROSHI

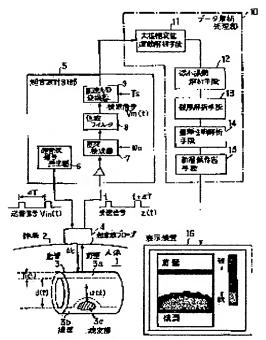
**KOIWA YOSHIO** 

## (54) VASCULAR LESION DIAGNOSITIC SYSTEM AND DIAGNOSTIC PROGRAM MEMORY STORAGE MEDIUM

#### (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To precisely mensurate the physical characteristic of a blood vessel wall by analyzing the inner and outer surfaces of the blood vessel wall by a large amplitude displacement motion analyzing means under a limiting condition of making the sum of displacements in one beat of large amplitude displacement motion zero.

SOLUTION: An ultrasonic probe 4 is driven by an ultrasonic pulse of  $\Delta T$  period to emit an ultrasonic beam into the body through a body surface 2. The ultrasonic beam is reflected by a blood vessel 3, and transmitted to an ultrasonic mensuration part 5 through the ultrasonic probe 4. Amplification, orthogonal wave detection and A/D conversion are performed there to form a detection waveform showing a tomographic data, which is then inputted to a data analyzing processing part 10. A large amplitude displacement motion analyzing means 11 analyzes the amplitude and phase of a wave detection signal Vm(t) under the limitation of making the



accumulation of displacements within one beat zero to determine the large amplitude displacement motion loci of the inner and outer surfaces of the blood vessel wall accompanied by the heart pulsation. According to this, stable images can be provided to perform a precise measurement.

### **LEGAL STATUS**

[Date of request for examination]

02.03.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

3398080

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国格群庁 (JP)

公報 (A) 罗特畔 **(2)** 

特開2000-229078 (11)特許出國公開番号

(P2000-229078A)

平成12年8月22日(2000.8.22) (43)公開日

**建設記事** 

8/00

A61B

(51) Int.C.

ナーフート (物場) 4C301 8/8 A61B

全19月) 特色を対象を表現では、一般を見る数のである。

(21) 出資學母	<b>特国平11-3238</b> 0	(71) 出版人	(71) 出國人 396020800
			科学技術振興事業団
(22) 出版日	平成11年2月10日(1999.2.10)		域玉県川口市本町4丁目1番8号
		(72) 発明者	金井 裕
			<b>古城県仙台市青菜区柏木3丁目3番25-</b>
			101号
		(72) 発明者	小塔 喜郎
			哲城県仙台市青菜区川内三十人町31
		(74) 代理人 100087147	100087147
			弁理士 長谷川 文庫
		トターム(物	Fターム(参考) 4C301 EE20 JB23 JB24 JB29

## 血管放棄物がシステムおよび物板プログラム配効供格 (54) [発用の名称]

(57) [政約]

な厚さの拍影に伴う微小な変化や嵌れやすさなどの物理 **的特性を、超音液を用いて連続して精密に計測できるよ** かにする。

故信号を検出して検波出力する超音故計刻部と、出力さ れた複数個号に魅力いて血管の特性を解析するデータ解 【解決手段】 血管の大短幅運動における初期位置が拍 体内の血管に向けて放射し、血管臓から反射された組音 あるく血管限の内面および外面の各大版幅変位運動を特 密にトラッキングして大拇幅変位運動に重量されている 数小旗島の諷動遊儀を求め、さらに山衛翳の内面および 外面における数小板動の運動速度の整から弾性率を算出 動ごとに元に戻るように正規化して、連続する拍動間で 生じる位置の揺れの除去を図っている。超音波ピームを 析処理部とからなる。データ解析処理部は、心臓拍動に

캙흲

本施職の森林権政団

【欧四】 歴史際などの有権にして、、何策戦の応定的

し、血管壁から反射された組音液信号を検出して検波出 血管の特性を解析するデータ解析処理部とからなり、核 力する超音液計測部と、出力された檢波倡号に基づいて 【欝水項1】 超音故ドームを体内の血管に向けて放射 データ解析処理部は

び外面の各群時的な位置を決定し、心臓拍響に魅んへ自 上記検波信号の振幅及び位相を用いて血管壁の内面およ 管壁の内面および外面の各大版幅変位運動を精密にトラ ッキングする大振幅変位運動解析手段と、 上記大版編変位運動解析手段により得られた血管壁の内 面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次 の位職に基づき、紋血衝點の内面および外面における大 **振幅変位運動に重叠されている微小振動の運動速度を求** める微小複動解析手段と、

び外面における微小板動の運動速度の差に基づき、血管 上記做小摄動解析手段により得られた血管翳の内面およ **韓厚の時間変化を求める壁厚解析手段とを備え、** 

面の各々について大坂幅変位運動の一拍での変位の和が 上記大板幅変位運動解析手段は、血管壁の内面および外 界となる制約条件で解析することを特徴とする血管病変 影断システム。

20

得られた血管鹽厚の時間変化に基づき核血管鹽の海供率 を求める壁踏性率解析手段を備えていることを特徴とす [翳水項2] 請水項1において、鹽厚解析手段により る血管液変勢節システム。 【欝水項3】 請水項2において、盟厚解折手段は血管 **嘘を構成する複数の層の各々ごとにその内面および外面** の微小板動の運動速度の差により弾性率を求めるもので あることを特徴とする血管病変診断システム。

彼ピームの放射位置を連続的に変化させて、血管壁厚の 【請求項4】 請求項1ないし請求項3において、超音 変化の断層像を作成する断層像作成手段を備えているこ とを特徴とする血管病変診断システム。

グし、その際、血管壁の内面および外面の各大版幅運動 【糖水項5】 超音波を体内の血管に向けて放射し、由 質壁から反射される超音液信号を検波して得られる検波 信号の版幅および位相を用いて血管壁の内面および外面 の各瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管壁の 内面および外面の各大板幅変位運動を精密にトラッキン の一拍の変位の和が撃となるように補正する大拇幅変位

上記大板幅変位運動解析機能により得られた血管壁の内 の位置に基づき、核血管壁の内面および外面における大 版幅変位運動に重量されている微小振動の運動速度を求 面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次

とって時間観分し、自衛物質の時間変化を求める脳厚解 上記後小板駅解析機能により得られた血管脳の内面およ び外面における微小板動の運動速度に基づき、その差を

年至2000-229078

8

と、を含むプログラムを格納した診断プログラム記憶媒 上記號厚解析機能により得られた血管翳厚の時間変化に 払づき、坂血質翳の海性路を求める翳弾性降解が機能

[発明の詳細な説明]

[0000]

[発明の属する技術分野] 本発明は、超音波を用いて、

体内の動脈等の血質の病変を、非侵襲的計測によって診 断する血質病変診断システムおよび診断プログラム記憶 媒体に関するものであり、心臓の拍動による血管の大嶽 **福運動に 重発している 微小な運動の速度 彼形を 計削し** て、血管内の粥೦(アテローム)のような局所的病変 10

[0002] 心筋梗塞、狭心症、脳梗塞などは **精度良く検出可能にする手段を提供する。** 

てきている。実際、上記薬剤の投与では、血管の狭窄の は、これらの戦剤がアテロームの中味を組織的に安定化 と考えられてきたが、現在、世界中で使用されている高 脂血症薬の臨床的検討から、アテロームの中味が破れや すいか、破れにくいかが問題であることが明らかになっ 程度がほとんど変化しないにもかかわらず、生存率の向 ら、アテロームの中味の破れやすさを聞くる方法が求め oれたが、X様CT、MR1、血管造影などの従来治か は、それは不可能であった。本発明は、超音波を用いて で、アテロームという血管内腔の狭窄破突の進行による 上や心筋梗塞の予防に劇的な効果が生じている。これ するからであると考えられている。このようなことか 任意の局所の血管壁の弾性率を遠隔計測することによ

[0003] のである。

30

り、アテロームの中味の破れやすさな診断可能にするも

**る冠動脈の狭窄が、血滑脂質を強力に低下させることに** よって改善出来たという [参考文献1] に示す 1990 【従来の技術】近年の動脈硬化症診療の急速な発展のき **っかけとなった報告の一つは、アテローム(発瞳)によ** 毎の発症器の低下が認められるとされている。これは医 釈現場への大きなインパクトとなり、最近の高脂血症に 対する投棄数の増加は、わが国における医療費支出急増 年の臨床的な報告であろう。その後の大規模臨床試 何の治療によった、超動脈狭備の減少が得られ、 よると、ほぼ2, 3年間程度の強力な高コレス; 9

【0004】しかしながら脂質を低下させるというこの 治療法により得られる動脈硬化巣の変化は数10ミクロ ソレベル程度の微妙なものであり、血管病変の変化を正 **強に把握することは臨床的には困難であった。** 

の一因とさえなってきている。

[0005] これに対して心筋梗塞や突然死など、冠動 派疾患イベントについては、この治療法によって発症が 大幅に減少することがわかっている。これは、斑動脈狭 **魯自体の改善が僅かなものであるという事実との間に食** 

20

治療目標を虫とめると、1) 血管の狭窄をきたすアテロ [0006] したがって、現段階における動脈硬化症の 一ムの尚原于防、退船を確認しながら最良の治療法を遵 択すること、2) このアテロームが破穀しないように安 位化させること、そして3) 日本人に多い血管整結に対 しては、白清脂質の是正により異常な白管緊張(トーヌ ス) の改善を期待すること、であるといえる。

テローム研究を、非侵襲的に、繰り返し、しかもミクロ [0007] このように、軽緊硬化値についての最近の ソオーダで高精度に計削する年段のあることが不可欠で 1) 自管内腔の狭幅を目流のイメージで表現する自管造 影検査、MRTンギギグラフィーや、2)動脈硬化の粗 充分な特度で非拠血的に別定し得るものはいまだに報告 哲児に基ムへ治療社では、自管局所の動脈硬化おけびア あり、それがあって初めて、臨床上有効なものとなる。 が、同所成成れるアテロームにしいてその特袖にしいた 度を原改速度から算出する方法などが報告されている しかし野原破化の図所にしいての狛米技術としては、

[0008] 一方、超音波診断に関する従来技術には改 のようなものがある。 されていない。

なる。また、変位故形には、数~十数日2程度の成分ま 心臓器や内部組織の複動の体数面から超音波を用いて計 割する方法が報告されている。組音波の対象からの反射 彼のRF(Radio frequency)信号のゼロクロス点の移動 時間から、対象の変位の計測を行なう。回路のクロック パスフィルタリングしたものであるから、変位波形に関 **速度変形に変換して考えると、計測関差が大きいことに** たしか台まれないから、遠度液形のように周波数スペク 周波数を feurと表すと、その値に依存して、速度推定 には量子化酸楚が生じる。変位故形は、速度故形をロー しては従来計割できていて既扱が自立たないとしても、 [0009] RF信号に対するゼロクロス点検出独 トル解析を行なっても意味がない。

[0010] 茜葉ドブッ形

**表示する組音波動態自動計測装置であって、反射波の任** と、反射数のサンプル点における位相数を検出しこの位 スの反射波を受信しいの反対波に悪んいた超音波画像や 意時点における位相を検出する位相検出手段と、反射液 この技術に関しては、「参考文献2)を挙げることがで きる。この文献は、被検体に向けて発射した超音彼パル の任意位置のサンプル点を定めるサンプル点指定手段

移動手段と、サンプル点の移動を追跡することにより被 田路に対応する距離だけサンプル点を移動するサンプル **後体の動態を自動計関しディスプレイに投示する動態計** 別表示手段と、を備えた超音液動態自動計測装置を明ら かにしている。

5位相登を検出しこの位相签に対応する距離だけサンプ **イ成物移動したいるが、サンプルがの間隔は数面mヵm** であり、3.5MHzの超音波の生体内での波長が約50 0 ェ 日 か む む む ひ み け ひ 力 い ナ ア ナ が か 値 む か く し ト [0011] この装置では、反射波のサンブル点におけ もあまり意味がない。いずれにしてもサンブル点間の距 離が数百umであるから、この場合の変位計測の相さ は、このオーダになり、非常に粗いものとなる。

9

[0012] この変位計測による変位被形は、速度被形 して考えると、計別収益が大きいことになる。また、変 位政形には、数~十数Hz程度の成分までしか含まれな いから、速度波形のように周波数スペクトル解析を行な 関しては従来計測できていたとしても、速度故形に変換 **やローパ又レィルタリングしたものいある。 奴位彼形に** っても意味がない。

[0013]またこの装置では、速度液形を計測する際 に、超音波パルスを数個から十数個 (N個とする) 送信 分解能が悪く、パルス送信周波数PRFのN分の1の標 本化国波数で標本化した磁度被形しが得られないことに シントを状めている。従って、得られた速度彼形の時間 して得られた反射液をまとめて、その間の平均的ドプラ

# [0014] パルス送彼の位相偏移検出によるトラッキ

に、超音波ブローブとの距離が時間とともに大きく変化 **する。これは心臓脱損動の計測に影響して、脱差の原因** 対象反射体までの距離が一定であるが、心臓監接動の計 **徐米の白紙油度のドプシ早割では、 超音液プローブから** 割かれ、 抽動に 争した、 報句画が 十mm以 小野へ ため になっていた。 2

[0015] このため本発明者らは、 [参考文献3] に 示す先の特許出願において、一定間隔で超音故パルスを 送出し、対象物から反射されたパルスの位相偏移を検出 して、これから拍動によって複動する対象物の位置を高 精度にトラッキングする発明を提示した。

9

[0016] これにより、坂幅10mm以上の柏助に伴 う大協幅変位運動上の微小振動を数百Hzまでの周波数 帯域において 1 0 拍程度連続して十分再現性良く高精度 に計測することが可能となった。

fer SM, Lin JT, Kaplan G, Zheo XO, Bisson BD, Fitzp atrick VF. Dodge HT., "Regression of coronary art n. B. N. Engl. J Med., Vol. 323, pp. 1289-1298,19 (参考文献 1) Brown G. Albers JJ, Fisher LD, Schae erydisease as a result of intensive lipid-lowering therapy in men with highlevels of apolipoprotei

[参考文献2] 特開昭62-266040号公報 (出願

~

[畚考文献3] 特開平10-5226号公報 (出版人: 科学技術版與事業団)

0017

の、 缶敷の 局所 血管 関い のいた、 木の 内側 および 外側に |発明が解決しようとする課題||血管には、血圧の変化 を構成する各層の内面および外面で振動を検出し、解析 めることができる。 つまりアテローム (発極) のような 血管の局所的病変部の破れやすさ/破れにくさを不安定 おける微小板動の運動液形を計測して、それぞれの運動 1.起因して微小板動が生じる。この微小板動は、血管翳 の内側から外側へ伝播する。そこで血質器または血管器 することにより、血管腔の厚さの時間変化と弾性部を状 性/安定性で表現すると、血管壁の弾性率が小さければ **るいとによった状められる。 ナなむも自転割の方向に**供 じた微小観動の運動被形は、血管臨の弾性率を含む媒体 特性に応じた版幅、位相で血管翳の外側へ伝達されるか 彼形の版幅、位相がわかれば、その部位の血管盤の弾性 不安定、大きければ安定であると診断できる。このよう な血管翳の弾在率は、血管翳の厚みの時間変化を解析す 母を求めることができる。

は、その大板幅運動に重量されている。しかも微小板動 によっては、微小振動の運動を直接計測することは実際 [0018]ところで血管は、心臓の拍影に応じた大版 そのため、従来のBモードやMモードの超音被診断装置 上不可能である。そこで本発明者らは、前述した参考文 り血管に向けて放射した超音液信号の反射液信号を検波 まず大掻幅で運動している血管の逐次的位置を決定する トラッキング処理を行い、次にその決定された大振幅運 助の逐次的位置を基準にして、微小振動の運動を精密に **散3の特許出版において、超音波パルスドプラ方式によ** の損幅は、数十ミクロン以下であると考えられている。 するとともに、その検疫信号の損福、位相を解析して、 幅で運動しており、血流により生じる微小複動の運動 検出することを可能にした。

た場合、雑音や果積鹍差により連続する拍動間で位置が [0019] しかしこのトラッキング処理により各拍動 における血管の大板幅運動の逐次的位配を決定していっ **協れてしまう現象が生じ、長時間連続して安定した計測** を行うことができなかった。

についた、由権職の局所的な耳がの拍動に伴う領小な変 [0020] 本発明の目的は、体内の斑動脈などの血質 化や破れやすさなどの物理的特性を、超音波を用いて連 焼して精密に計測できる血管病変診断システムを提供す 5ことにある。

[0021]

【課題を解決するための手段】本発明は、血管の大振幅 異動における拍動ごとの初期位置が拍動ごとに元に戻る

Š

€

格配2000-229078

5位置の揺れの除去を図るものであり、それによる本発 ような正規化を行うことにより、連続する拍動間で生じ 明の血管病変診断システムおよび診断プログラム記憶媒 体は次のように構成される。

組帯液信号を検出して検波出力する超音液計測部と、出 タ解析処理部とからなり、放データ解析処理部は、上記 ムを体内の血管に向けて放射し、血管壁から反射された [1] 本発明の超音波病変診断システムは、超音波ピー 力された佼佼信号に基づいて白質の存在を解析するデー 検波信号の短幅及び位相を用いて血管壁の内面および外 面の各段時的な位置を決定し、心臓拍動に基力へ血管壁 の内面および外面の各大挺幅変位運動を精密にトラッキ 核血管壁の内面および外面における大板幅変位運動に度 量されている徴小版動の運動滋度を求める徴小版動解析 **手段と、上記徴小擬動解析手段により得られた血管翳の** 内面および外面における微小級動の運動滋度の差に基力 え、上記大版幅変位運動解析手段は、血管壁の内面およ ングする大坂稲変位運動解析手段と、上記大艇幅整位3 き、血管壁庫の時間変化を求める題厚解析手段とを備 けるそれぞれの大坂幅変位運動の頃次の位置に 動解析手段により得られた血管壁の内面および 2

和が弊となる制約条件で解析することを特徴とするもの び外面の各々について大版幅変位運動の一拍での変位の [2] さらに本発明の由铂低強勢節システムは、信項

の時間変化に触るや数価額型の資料母を状める関節性母 (1)において、磐厚露だ甲吸により徐のれた自衛器庫

の層の各々ごとにその内面および外面の微小板動の運動 (2) において、壁厚解析手段は血管壁を構成する複数 速度の遊により弾性率を求めるものであることを特徴と [3] おむに本路町の自物値段移距システムは、信政 解析手段を備えていることを特徴とするものである。 するものである。

(1) ないし (3) において、超音数ピームの放射位置 [4] さらに本発明の血管府変診断システムは、前項 を連続的に変化させて、血管臨陣の変化の断層像 する断層像作成手段を備えていることを特徴と-

[5] 本発明の診断プログラム記憶媒体は、組音波を体 **内の血管に向けて放射し、血管脳から反射される超音波** 信号を検放して得られる検波信号の扱幅および位相を用 いて血質盟の内面および外面の各瞬時的な位置を決定 である。 40

し、心臓拍動に基づく血管壁の内面および外面の各大版 幅変位運動を精密にトラッキングし、その際、血管鹽の 内面および外面の各大版幅運動の一拍の変位の和が発と なるように補正する大板幅変位運動解析機能と、上記大 阪福度位運動解析機能により得られた血管壁の内面およ び外面におけるそれぞれの大坂幅変位運動の順次の位置 に基づき、数血管腎の内面および外面における大板幅変 位運動に塩量されている微小級動の運動速度を求める微

30

小挺動解析機能と、上記数小挺動解析機能により得られ た血管壁の内面および外面における微小艇動の運動速度 に悪んな、その粒をとって時間復分し、自管脳両の時間 はのれた血管監庫の時間変化に魅力を、数 平を水める壁弾性車解析機能と、を含むプログラムを記 変化を水める蝗草解析機能と、上記蝗草解析機能により **氨媒体に格能したものである。** 

[0022] 図1に、本発明の基本構成を示す。

[0023] 図1において、1は、人体である。 [0024] 2は、体致である。

血管腺の厚さh(t)、内腔の径d(t)をもち、運動 【0025】3年、平道な鉄の豊原などの自衛であり、

強度v(t)で振動している。

[0026] 3nは、有知の哲器である。 [0027] 3bは、血管の後弱である。

[0028] 3cは、血管3に生じているアテロームな アの庶廃語かむる。 [0029] 4は、組否設ピームの放射方向を変更して 一定範囲を赴査可能な組备被プローブである。 [0030] 5は、超音波計測部であり、超音波信号発 の原信号により直交検波し、低板フィルタLPF8を通 色音波プローブ4を駆動し、組音波プローブ4が検出し 生器6、直交検波器7、低板フィルタ8、高速A/D室 煥器 9 を含む。超音液信号発生器 6 により一定の時間間 隔ATで角周波数の0 の送信信号Vin(t)を発生して **すことにより、検徴信号∨m(t)を得る。検波信号∨** m(t)はさらに高速A/D質数器9によりデジタル値 た反射波の受信信号Vout (t)を直交検波器7でwo **み形式に変換されて出力される。** 

[0031] 10は、コンピュータなどのゲータ解析処 母形式の検疫信号Vm (t)を解析処理して血管3の大 **風部であり、組音数計図部らから出力されたデジタル値** 塅幅変位、数小振動、血管鹽厚の時間変化、弾性率等を **吹め、処理結果を斯層像等で画像出力する。** 

組音故計副部5から出力された検戒信号Vm(t)の擬 き血管盟各層の微小版動の変位運動は、画像を安定化す るため、心臓の一拍ごとに元の位置に戻るように、一拍 [0033] 12は、微小擬動解析手段であり、血管鹽 幅と位相とを解析して、心臓拍動に伴う、血管脳の内固 と外面あるいは血管腺を構成する各層の面の大板幅変位 運動の軌跡を決定、つまりトラッキングを行う。このと の内面と外面あるいは各層の面の大艇幅変位運動に重量 [0032] 11は、大极幅変位運動解析手段であり、 内の変位の異種を葬とする制約のもとで解析される。

とって、血管盤あるいは各層ごとの厚さの時間変化を求 [0034] 13は、盟厚解析平段であり、血管盟の内 而と外面あるいは各層の面の微小級動の運動速度の差を

されている数小板敷の運動速度を、位相の変動に基づい

[0035] 14は、躁弾性率解析手段であり、血管鹽 もるいは各個にとの耳なの時間液化に組んされ、血管器 あるいは各層ごとの弾性率を算出する。

【0036】15は、断層像作成手段であり、超音波ブ ローブ4による組音液パームの放射方向を観約して所定 ついて、断層像あるいは立体像を作成し、160表示装 の空間を赴査し、血管監あるいは各層の厚さや弾性率に 置に表示出力する。

法を例示したものである。図2の(a)は超音波ビーム るものである。これらの走査方法を適宜利用することに にして血管を超音波と一ムにより患益して得られた断層 の血管の各部位の組織の硬さ(弾性率)が、そのフベッ 【0037】図2は、超音故プローブによる空間走査方 図2の(b)は超音波ピームを顕形に振るように制御す [0038] 図1の表示装置16の画面には、このよう 像の例が表示されている。本発明により解析された結果 を平行移動するように制御して走査を行うものであり、 より、血管を含む任意の空間を走査することができる。 に応じたカラーで容易に撤別可能にされている。 10

【0039】次に本発明による血管の変位運動解析処理 の基本原理について詳述する。

20

本発明では、送信組音波パルスに対する受信組音波パル スのパルス位相偏移を検出して、対象物の変位量を求め る。図3 に、本発明による血管翳の微小変位変化液形計 (1) 反射波の位相偏移検出によるトラッキング法 質の瓶路を示す。

周期の超音波パルスにより駆動されて、超音波ピームを 体表2から体内に向けて放射する。放射された超音波ど [0040] 図3において、組由彼プローブ4はATの れ、反射液は超音波プローブ4で受信される。受信され た反射波の組音液信号は超音液計測部5内で増幅された あと道交検波され、検疫信号はサンプリング周期Tsで ームは、速度v(t)で複動している血管3で反射さ A/D変換されたあと、断層データを示す検液液形y

30

(t+AT/2)を検出し、対象物が、AT秒間に移動 [0041] データ解析処理部10では、時刻 tにおけ Δ T砂後のパルス送信彼に対する反射波の1 直交検波波 形y(x:t+ΔT)に関して、その間の位相隔移Δθ つの時刻もとも+△Tの中間の時刻を示すが、この区間 の平均値をこの中間時点の値で代表させることを意味す る対象物からの反射液の直交検波波形y(x;t)と、 (x:t) としてデータ解析処理部10に入力される。 した距離を算出する。 ここで、 (t+ΔT/2)は、

/2) に対応した移動距離 V×(t+AT/2)は次式 [0042]移動距離が被長えのときに、ちょうど位相 がエ2ヵだけ価移するから、位相偏移がAB(t+AT

[0043]

20

 $\widehat{\Xi}$  $\Delta x (t + \Delta T/2) = \frac{\lambda \cdot \Delta \theta (t + \Delta T/2)}{1 + \Delta T/2}$ c . 40 (t + 4T/2)

**将第2000-229078** 

9

|0044| なお2行目の式は、媒質中での超音波の波 艮1が、音通こを超音波周波数 foで割った値で表され

\*に対する反射波の直交検波波形y (x; t+△T) に関

(2) 位相偏移の高精度検出 ることによっている。

心臓壁の一拍の中での変位の大きさは、数mm~十数m **用であり、 型形型においても、大きい個所では、数HH ある。しかし、例えば、頸動脈における壁の一拍での厚** み変化は、健常者の場合数十mmしかなく、高齢者・助 **駅硬化症患者ではさらに厚み変化が小さい。** 

は、180度あることになるが、頸動脈では、一拍の中 z、普選c=1500m/sとすれば、放長1=200 2) が100μmあれば、その二つのパルス間の位相差 での最大の厚み変化が数μmであるから、一拍での位相 偏移の和は、18度以下である。一拍を1秒間とみなす と、その間に数千回のパルスを送信受信してから、1回 当たりの位相偏移は、18度のさらに数千分の1しかな い。そのため、位相偏移は、高精度に検出する必要があ り、位相偏移を求める際に、雑音に対して強くするため で、後述する数2の式(2)以下に述べる式の最小2乗 に、時刻もと時刻も+4下の2つの改形が、振幅は変化 [0045] 例えば、超音波周波数 fo = 7. 5MH せず位相と反射液位置のみが変化するという制約の下 **監合を行なって、その間の位相偏移 4 θ (t+ 4 T /** umとなる。したがって、移動距離∆x(t+∆T/

の直交検徴被形y(x;t)と、AT秒後のパルス送被 \* 図3に示すように、時刻もにおける対象物からの反射設 α (∇θ (θx); δx) (3) 血管壁の微小変位と速度波形の計測

の遊の二乗平均値(整合製築)を考える。反射液の検波 故形 (複雑故形) のモデルを図4の例のように考えたと きに、図5は、それらに関する整合解签の値が被形間の ずれΔ×(t+ΔT/2)=δxについて変化する様子 整合の際に、位相の変化だけを許すことにする。これに よって、図5(b)に示すように、真値 6x = - 5での み唯一の最小値をとるようになる。これは二しの彼形間 の変化の自由既を減らすという点で、雑音に対しても強 対して、いたるところ最小値をとってしまう。そこで、 を示している。通常の整合與差の定義では、整合の め、図5(a)に示すように真値 9x =-5以】 に、位相と擬幅の両方が変化することを許して 20

(x;t)を示し、(b) は時刻(t+ΔT)における [0046] 図4において、(a) は時刻もの信号y くしている。以下、図4、図5について群当する。

次の倡母y(x; t+∆T)を示している。また、□マ には対象が、6x だけ移動したと仮定すると、教徴故形 [0047] 検波破形y (x:t) に対して、AT秒後 ークは実数成分、×セークは虚数成分や示す。

y (x;t) とy (x+8x;t+AT) に関して、板 のとすれば、2つの液形間の数合をとったときの整合路 幅は変化せず位相のみが、49(5×) だけ変化したも 鉛α (Δθ (δx ); δx )は、次式で与えられる。 30

 $\Sigma$  xer | y (x+  $\delta_x$ ; t+ $\Delta$ T) - exp (  $\Delta$   $\theta$  (  $\delta_x$  ) ) y(x;t) | \* Exe # (| y (x+ 8 x :t+ AT) | 1 + | y(x;t) | 2 } / 2

値をとる。 [0049] ここで、×∈Rは、飯板Rの範囲の×に図 かも知れない。したがってそのパワーを正規化するため に、数1(式(1))の右辺は、分母の2つの被形の中 (6x); 6x) を最小にする 6x を求める必要がある に、故形の区間R内に含まれるパワーが変化してしまう が、ðxだけ液形y(x;t+4T)を移動させたとき して和を計算する意味である。この整合顕差α (Δθ ねパワーで置っている。

【0050】次に図5は整合関差の値の5xに関する変化の様子を示す。図中の(a)は、整合の隣に位相と超

=-5以上の値に対して、いたるところで最小値をとっ てしまう。また図中の(b)は、整合の際に位相の変化 だけを許した場合であり、真値ゟ゛=-5で唯一の最小 幅の両方が変化することを許した場合であり、真値も\* 3

[0051] あるbx に対して、式 (1) を最小にする Δθ (δx ) を状めるために、α (Δθ (δx ) ;

によって、α (Δθ (δ\* ); δx ) を最小にする最適 δx ) を、Δθ (δx ) で騒殺分した式を砕とおくこと た △ 6 ( 8x ) は、 20

5

**将照2000-229078** 

6

8

(2 a)

\* [赘3] と得られる。ここで、C (6x ) は次式で与えられる。

[0052]

 $\exp \left( \left. j \right. \Delta \, \theta \left( \right. \delta _{x} \right. \right) \, \right] = \exp \left( \left. j \right. \mathcal{L} C \left( \delta _{x} \right. \right) \, \right)$ 

3  $C(\delta_x) = \sum_{x \in R} y^*(x;t) \cdot y(x+\delta_x;t+\Delta T)$ 

※を算出する。その結果得られた Δθ (δη) [0053] また、 LC (bx ) は、複葉数C (bx ) の位相を表す。\*は復発共役を安す。

を用いると、この区間ATでの平均的速度 変更してその都度水め、その中で最小の数合関類となる 10 v (t+ΔT/2) [0054] さらに上記の液算を、ある範囲内で 5xを

を吹式によって算出できる。 [0055] と、そのときの Δθ (δx )

[数4] \$ (8.)

3 2ω. ΔT

Δx (t+ΔT/2) [0058] を状める。 [終2] ★の役位戦 20 【0056】 ここでΔTはパルス送信閒隔、∞。 = 2 π f。は送信した組音故の角周故数、cは音の伝搬速度を [0057] さらにこの遊废値

3  $\Delta \times (t + \frac{\Delta T}{2}) = v (t + \frac{\Delta T}{2}) \times \Delta T$ にATを掛けることによって、時間ATにおける対象物\*

に加えることによって、次の時刻における対象物の位置 な【0061】を前の時刻 t における対象物の位置 x (t) 9 を仮想的に予測できる。 [0062]  $x (t + \Delta T) = x (t) + \Delta x (t + \frac{\Delta T}{2})$ 430 [数7] Ŷ (t+∆T/2) [0059] この斑位素 [0900]

5 中位の場合が約15 mm程度であるのにくらべて、空 歯便が0.001m/s、4T=160μsのとき、政位 幅は0.16μmとなり、従来のゼロクロス点検出によ [0063]これが、トラッキング軌跡×(t)となる。 間分解館を数十倍以上に向上できる。 (4) 位相殻の算出の高精度化

ΔT/2) だけ移動したと仮定する。y (x;t) を、◆ いのよかにした、このの徴形にしょ
ト「協格に扱行すず 位相と反射液位置のみが変化する』という制約の下で最 小二珠整合を行って、その間の位相偏移 4 8 (1+4) (×:t) に対して、AT砂液には対象が、A×(t+ /2)を高精度に検出するための処理を次に説明する。 [0064] 図3と図4に示すように、檢徴徴形y

◆ : 番目の送信彼に対する受信彼形の検彼彼形の中で、直 し、簡単に複雑ペクトルy′, と数す。同様に、 (i+ [0065] 核核梭形y' i とy' i+i に関した、 版幅 は変化せず位相のみが、481 だけ変化したものとすれ 1) 毎目の送信彼に対する受信被形の検疫被形 (x: t+AT)の中で、直前の対象物の位置を中心とする幅 前の対象物の位置を中心とする幅±△の区間の成分と ± △ の区間の成分を、複奪ペクトルッ′ い と安す。 ば、二つの被形間の整合をとったときの整合瞑題の **は、次式で与えられる。** ŝ

[0079]

[数12]

[教13]

[0081] [数14]

 $\alpha_i = \frac{y_{i+1}'}{|y_{i+1}|} - e^{i\Delta \theta_i} \cdot \frac{y_i'}{|y_i'|}$ 

[00066]

は、各ペクトルの長さ(ノルム)を投し、各々の項を単 જ 【0067】ここで、在辺の第1項目と2項目の分母

(18)

梅園2000−229078 \*の間にはほとんど差がなく、その間の差、すなわち、耳 (1) の計測を行う必要が生じるから、上記の累積製差 が混入したときに、一拍の変位の和や厚み変化の累積に よりサブミクロンのオーダの精度で元の位置に戻さなけ ればならない。したがって雑音を低波するためにも、一 ように計測する必要がある。このような計測方法は、ト [0072]このため本発明では、変位運動の解析に隙 番目の変位 Δxi に関する一拍全体での和で与えられる を用いたときの、F個の各パルスに関する位相偏移決定 み変化∆ h (t) は、一拍中で最大十数ミクロン程度し 拍での変位変化波形・厚み変化の緊積が、必ず弊になる ラッキングを行わないこれまでの装置には必要のないこ [0074] したがって、この制約を入れて、式(2) 【0071】頭動脈などでは、数μmの厚み変化なh F番目までの変位xf が零になることで扱される。 は、一拍の中でのパルスの送僧回教をF回とす。 して一拍での累積変位を奪にする制約を導入す。  $x_t = \sum_{i=1}^{L} \Delta x_i = \frac{c}{2\pi f} \cdot \sum_{i=1}^{L} \Delta \theta_i = 0$ の整合段差点:の総和αを次式で定践する。 (P L)  $\sum_{i=1}^{p} \left| \frac{y'_{i+1}}{|y'_{i+1}|} - e^{i\Delta \theta_i} \cdot \frac{y'_i}{|y'_i|} \right|^2 - \gamma' \cdot \frac{c}{2\pi f_0} \left( \sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right)$ [0075] とであった。 [0073] [0082] [数11] [数10] [数15] かない。 2  $\sum \alpha_i - \gamma' \left( \sum_{i=1}^{p} \Delta_{2i} - 0 \right)$ の変位改形×1 (t)と外膜側の変位故形×2 (t)と\* おくことによって決定できる。したがって、1番目のパ ルスと(i+1)番目のパルス間の位相偏移4gi を用 **虹長さのベクトル (単位ベクトル) にして、故形に合ま** れるパワー正規化している。数8(式(7a))を扱小 にするA8:は、aiを、A8:で偏微分した式を穿と いた、その図の投行 4×1 は、数 1 (代 (1)) によっ 2回のパルス送受信で算出される位相偏移が、前述した ように小さい場合には、18度のさらに数千分の1しか ない。したがった、一拍の中で、いわのの値に関した数 み変化故形には誤差が入りやすく、画面上で故形がぶれ から次の拍のR版までの計測で、超音波ブローブと計測 [0076] ここで、v' は、ラグランジェ未定聚数で (4 L) 午回の和をとることによって得られる変位変化被形や厚 [0070]例えば、図6に示すように、心包図のR故 部位の位置関係が全く変わらなければ、一拍の中の変位 や厚み変化は、元の値に戻る必要がある。頸動脈などの 壁の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内膜側 あり、上配の制約を右辺第2項目に示している。 (5) 一拍での累積変位を奪にする制約の導入 て見にくくなる原因となる。 [0069] で与えられる。  $\Delta x_i = \frac{c \cdot \Delta \theta_i}{dt}$  $2\pi f$ [0068] [0077] [發8]

[0085] とおくことによって、次のように簡単に表 'n [0083]を、改めて単位ペクトル <u>%|%</u> [0084] [0086] [数16] [数17] 6 [0018]を改めて2ッとおき直し、また、 [0080] を、改めて単位ペクトル Yi+1 ,

17

뷴

 $\begin{array}{ll} \alpha &=& \sum_{i=1}^{p} \left| y_{i+1} - e^{i\Delta t_i} \cdot y_i \right|^2 - 2\gamma \left( \sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right) \\ &=& \sum_{i=1}^{p} \left| \left| y_{i+1} \right|^2 + \left| y_1 \right|^2 - e^{i\Delta t_i} \left( y_{i+1} \right)^T y_i - e^{-i\Delta t_i} \left( y_{i+1} \right)^T y_i \right| - 2\gamma \left( \sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right) \left( 7 \bullet \right) \end{array}$  $\left|V_{i+1}-e^{i\Delta A_i}\cdot y_i\right|^2-2\gamma\left(\sum_{i=1}^p\Delta\theta_i\right)$ 

[0092] は、A\* I である。ただし、 \* [数19] [0087] ここで、・ は板票共役、「 はベクトルの船 置を数す。この式のαを、F個の(Δ θ;)とッに関し て最小化することによって、一拍金体にわたる最適な位

 $(\boldsymbol{v}_{i+1}^*)^T\boldsymbol{v}_i$ 

01 **相偏移が一度に決定できると同時に、廃位波形が得られ** 

[0088]数17 (式(7e))の中の

[0089] [数1数]

y, Ł y;+1 [0093]

[数20]

[0094] は各々は単位ペクトルであるから、 | Ai

|=1である。これらを用いると、aは、

[0095]

[0090] 杢、複雑粒数AI とおくと、 [000]

 $\alpha = \sum_{i=1}^{p} \left[ |y_{(i+1}|^2 + |y_i|^2 - e^{i\Delta t_i} A_i^2 - e^{-j\Delta t_i} A_i \right] - 2\gamma \left( \sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right)$ [数21]

**[0003%** [0096] と陌単に丧される。数21 (式 (7 f))

を最小にするF個の(481)を水めるために、αを、 △ 8: とッで保数分した式をそれぞれ幹とおく。

[数22]

 $\frac{\partial \alpha}{\partial \Delta \theta_i} = -j A_i^* e^{j \Delta \theta_i} + j A_i e^{-j \Delta \theta_i} - 2 \gamma = 0, \quad (i = 1, 2, \dots, F)$ 

 $-\frac{1}{2} \cdot \frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} = \sum_{i=1}^{n} \Delta \theta_i = 0$ 

€ <u>@</u>

\*[0102]をXIとおくことによって、 [0103] [0098] 鞍22 (共(8))の厘辺穴 [6600]

 $A_i^*X_i^2-j2\gamma X_i-A_i=0$ [数25] 2 [数23]

[0100] か遊けて、おらに、

[0101]

[数24]

る。この解X: は、 [0105] [数26] 100%

[0104] というXi に関する2次方程式が得られ

9

R. = 618, = 17 ± V/A/2-7

 $\Xi$ 

[0106] と得られる。ここで、AI はノルム1の複 40 [0108] とおくと、 [0109] [数28] 株定数である ( | Aι |² = 1) から、 [0107]

41 = 6.01

3

3 \* [0111] [数29] [0110] ここでは、二つの解が得られているが、そ  $e^{i \widetilde{\omega}_i} A_i^* = \pm \sqrt{1-\gamma^2} + j \gamma$ の各々を数21 (式 (7 f)) に代入してみる。

特国2000-229078

9

※[数30] [0112] であるから、 [0113]

5-168. A1 = (e148. A;

**(7** 

 $\alpha = \sum_{i=1}^{r} \left[ |y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 \right] \mp \sum_{i=1}^{r} \left[ 2\sqrt{1-\tau^2} \right] - 2\tau \left( \sum_{i=1}^{r} \Delta \theta_i \right)$ 【0114】が得られる。これらの関係を用いると、数 ★ [0115] 21 (式 (71))のaは、

<u>:3</u>

4 [0117] [数32] [0116] と殺される。したがって、数28 (式 () 2) )の2解の中で、上側の解のみが、盤合観差を最小

eist = ett (11-73+j7) 化できることがわかる。

(T)

**♦**[0119] [数33]  $\exp\left(j\sum_{i=1}^{n}\Delta\theta_{i}\right)=\prod_{i=1}^{n}\exp\left(j\Delta\theta_{i}\right)=1$ [0118] さらに、数22の式 (9) の制約を用い る。この式の両辺の虚数の指数を計算すると、

3

[0120] この式の左辺に、数32 (式 (16) )の \* [0121]

 $\prod_{i=1}^{L} \sigma^{d_i} \left( \sqrt{1-\tau^2} + j \tau \right) = \exp \left( j \sum_{i=1}^{L} d_i \right) \left( \sqrt{1-\tau^2} + j \tau \right)^{L} = 1$ [数34] 解を代入することによって、

<u>18</u>

 $\exp\left(j\sum_{i=1}^{r}\phi_{i}\right)=\exp(-j\Omega\times F)$ [0126] であるから、 [0127] [教37] [0122]となる。ここで左辺第2項の複素数 11-17 [0123] [数35]

(19)

[0128] が成り立ち、 【0124】を、その位相角をGで表して、exp(j Ω) と記述すると、 [0125]

[数36]

[ 1 -7 + 17 ] =exp( 10×F)

[0129] [数38] 6

9

9-

$$\Omega = \tan^{-1}\left(\frac{7}{2}\right)$$

$$= -\frac{1}{F} \sum_{i=1}^{F} \mathcal{L} A_{i}$$

$$= -\frac{1}{F} \sum_{i} \mathcal{L} \left( \mathbf{y}_{i}^{T} \mathbf{y}_{i+1} \right)$$

$$-\frac{1}{F}\sum_{i=1}^{F} \mathcal{L}(y_i^{*T}y_{i+1}) \qquad (20)$$

$$\Delta z_1 = \frac{1}{2\pi f_0} \left( \phi_1 + \Omega \right)$$
  
=  $\frac{c}{2\pi f_0} \left( L(y_1^{*T}y_{1+1}) - \frac{1}{F} \sum_{i} L(y_1^{*T}y_{1+i}) \right)$ 

$$0\left(t + \frac{\Delta T}{2}\right) = \frac{\Delta \overline{x}_i}{\Delta T} \qquad (2.3)$$

$$0\left(t + \frac{\Delta T}{2}\right) = \frac{\Delta \overline{x}_i}{\Delta T} \tag{2.3}$$

$$= \frac{c}{2\pi f_0} \left( \mathcal{L}(y_i^T y_{i+1}) - \frac{1}{F} \sum_{i=1}^{F} \mathcal{L}(y_i^T y_{i+1}) \right) \quad (2.2)$$

\<u>:</u>

[数47]

[0149] が予測できる。

[0150]

[数48]

$$0\left(t + \frac{\Delta T}{2}\right) = \frac{\Delta \overline{x}_i}{\Delta T} \tag{2.3}$$

図6に示すように、有無點の厚みh(t) における厚み変 化ムh(t) は、外限 (adventitia) 回の変位×\*d(t) と

内膜 (intima) 側の変位×in(t) の差

(6) 血管の内径、厚みの時間変化算出の処理

[0151] これが、トラッキング軌跡×(t) となる。

1111日到十分

9

=

**敷される。したがした、由衛前職内殿田、由衛後職内殿\*** 司様に血管内腔直径 q (t) の変化 A d (t) は、血管前壁 (anterior wall)内腔面の変位x。(t) =xin(t) と血 普後號 (bosterior wall) 内腔面の変位 xp (t) の遊で Δh(t) = xin(t) - xed(t)

式 (25) の厚み変化 Ah(t) は,拡張期末期における. 値を0と散定すると、収縮期に圧力液が到来し、血管内 る。また、厚み変化△h(t) はその短幅が十数 u m程度  $\Delta d(t) = x_{\mathfrak{b}}(t) - x_{\mathfrak{s}}(t)$ であること、時間的に変化していることなどから、紹音 彼診断装置におけるBモード像またはMモード像を用い 腔が膨らんで翳の肉厚が薄くなるにつれて角の値とな て計測することは不可能である。

次に、図7を用いて、血管脳の弾性母Eの質出処理を脱 (1) 自衛闘の強性辞氏の領出の処理

D4 を計劃し、(3)式によって状められた血甾脳の原 はMモード像から拡張期末期における最低血圧時の壁厚 み変化△h(t) のhoに対する比の値によって、径方向 [0154]まず、超音液診断装置のBモード像もしく の増分ひずみ△ cr (t) を次式 (27) で算出できる。 [0155]

$$\begin{bmatrix} \Re 4 \ 9 \ \end{bmatrix} \Delta h(t) = \frac{\Delta h(t)}{h_d} \tag{2}$$

(t)、応力をp(t)とすると、次式(28)で扱され [0156] 一般に、弾性率E(t) は、ひずみ量を s

[数50]
$$E(t) = \frac{\partial p(t)}{\partial \Delta_{L_{\epsilon}}(t)}$$

[0157]

⟨×̄

内圧に相当し、上腕カフ圧を用いる。これは、時刻 tに 計割する手法がないため、本手法では、拡張期末期の血 圧pe が最小となる時点と収縮期の血圧p。 が最大とな [0158] 応力p(t) は単位面積当たりの力で、血管 おける瞬時の単性率臣(t) であるが、非優襲的に内圧を る時点の間で平均的な弾性率日を次式(29)で算出す

[数51] 
$$E = \frac{p_s - p_t}{\triangle c_{max}}$$

[0159]

(53)

[0160] ここで、Δ fmsx は、ひずみ曲の最大値で

20 協、 つまり 2~3 mm 組取 であるので、 数 mm~十数 m ある。この弾性率Eは、血管壁が硬くなれば大きくなる [0161]また、本計測によって得られる血管長軸方 向の空間分解能は超音波ピームの焦域におけるピーム ため、壁の弾性的特性を評価するための指標となる。

(12)

特別2000-229078

(1) をそれぞれ計劃し、その差を求めることにより、由 < 面の瞬時変位変化波形∆×\*(t) = Δ×in(t) とΔ×p 質内腔直径変化△d(t) は次式で算出できる。 (55)

## (5 6)

[0153]

mといわれる動脈硬化の初期病変を診断するに十分な空 間分解能を有していると言える。したがって、本計測に よって待られる単位帝には、動脈硬化早越影断の指標と して期待できる。 01

図8は、本発明診断システムを用いて30歳代~60歳 代の健常者の甄凱脈を計測した結果を例示したも (8) 本発明診断システムによる計画の具体例

(式 (29)) の弾性卒日と年齢の関係を示す。このグ ラフから、年齢の増加とともに弾性率も増加し、血管監 が硬くなっていることがわかる。このことは、臨床的な 結果とも良く一致している。また、ここで算出した弾性 率の最低値は0.5MP a程度であり、ヒト駆動脈の正常 (【参考文献4】参照)とよく一致し、この結果が安当 組織の弾性率に関する文献値 (0.31±0.22MPa) [0162] 図8の (a) のグラフは街沿した数5 であるといえる。 20

【0163】図8の (b) のグラフは、ステイフネスパ ラメータBと年齡の関係を示す。 ステイフネスパラメー タ月は、従来から血管壁の弾性的特性を評価する指標と して提案されているものの一つである ((参考文献5) **参照)。 ステイフネスパラメータ B は次式で示される。** [0164]

$$\beta = \frac{\ln(\frac{p_{s}}{p_{s}})}{d_{s} - d_{s}}$$

[数52]

30

図8の(b)のグラフは、3の歳代~6の該代の正常者 そのときの内圧変化からステイフネスパラメータ8を算 メータBも年齡とともに上昇する。したがってステイフ **つまり、血管内圧が変化したときにどれだけ血管騒が円** 出した結果を示している。その結果、ステイフネスパラ ネスパラメータBも図8の(8)の海性母Eのデータと る。しかし、このステイフネスパラメータBは由铂铂の 因方向に伸びるかという血管壁の伸展性を装している。 において血管径の変化を前近した式(4)から算出し、 **管径の変化とそのときの内圧変化をもとに算出される。** 類似した傾向を示し、本結果は妥当であると考えられ [0165] ここで、p. . p. d. d. de はそれ の最小値である。このステイフネスパラメータB| れ、最高由圧、最低血圧、動脈直径の最大値、動 \$

変化をもとに算出されるため、血管壁の円周金体の平均

ると考えられる。一方、松素した弾性卒日では、動脈壁 りな物性を評価していることになり、アテローム等によ り血管内腔が著しく変形した場合等には瞑恐が大きくな の厚みの変化を直接計劃するため、局所的な評価が可能 で、血管型が変形した場合にも適用できると考えられ [0166]また、動脈壁の厚み変化を算出する際に血 管径の変化なd(t)を同時に算出し、次式によりポアン ン比。の算出も行なった。

[0167]

[数53]

なると小さくなるため、この傾向は妥当であると考えら [0168] ここで、 Ada. ds. Aha, ho はそ る。図8の(c)のグラフは、30歳代~60歳代の回 れる。馭動脈のポアソン氏は、腹部大動脈のポアソン比 じると考えられる。 しかし、このポアソン氏も血管径の **液化の項を合むため、変形した動脈吸の幹価の際には周 街、動原戦厚度化の最大値、拡張期末期の動脈豊厚であ** グラフから明らかなように、ポアソン比は年齢とともに いても確認されており、動脈頭の組成の違い毎により生 **原下するという傾向がみられた。ボアソン比は繋が硬く** じ正常台に図してポアソン比。を算出した結果を示す。 れぞれ、動脈直径変化の最大値、拡張期末期の動脈直

所的な評価が困難となる可能性がある。

弹柱率 (MPa) 3.47 0.32 0.37 0.51 0.61 内閣からの欲か (目) 0,00-0,75 0.75 - 1.501.50 - 2.252.25-3.00 3.00-3.75

(9) 由管府役勢所システムの政権の構成 3.75-4.50

**掛択器、27はサンプル位置発生器、28はトラックボ** 路、23はRF信号第生器、24はプローブ選択器、2 ール、29は増幅器、30は直交検波器、31はBーm odoAメージ投斥液層、32は島原盟用癌を設プロー **ノ、33は心臓製用危者改プローブ、34ロサンプリン** グ信号発生器、35はオシロスコープ、36はリアルタ 5はフレーム観別信号発生路、26はB/M-mode いて、21は鉛帯液砂形システム、22は固波数変換

E. H. Frank, et al: " Structure-dependent dynamicme pacleresic plaque?. "Circulation vol. 83, pp. 1764-177 chanical banavior of fibrous caps from human ather \* [0169] (参考文献4) R.T.Leo, A.J.Grodzinsky,

(春考文献5) F.Hansen, P.Mengell, B.Smesson, et a i: " Diameter and compliance in thehuman common ca rotid artery-variation with age and sex." Ultrasou nd inMedicine and Biology, vol. 21, 1995:1-9.

図9は、さらに動脈硬化性向についての何らかの危険因 子を有する被験者群(有危険因子群)を対象として頸動 駅の局所弾性率を計割した結果を示している。 図9の

(a) は、46名の有危険因子群について各被験者の動 **保硬化危険率の値に対する駆動服整弾性率Eの分布を調** 格群について、年齢別の顕動脈壁弾性率Eの分布を調べ ることがわかる。このように、自知数再にしてれ徐米の 砂暦沿むは何のの異常も認められなかったとしても、本 る。図9の(4)は、自節翳に猝に踏巻な肥厚が認めら れない46名の有危険因子群と対照のための10名の健 たもので、有危険因子群と随常群との間に有意の差があ べたもので、原治の間に有象の相関があることがわか 20

[0170]また本発明システムによれば、数1に例示 するように、血質酸の各層にとの局所的強性母を計画す ム)の存在およびその位置と硬さや大きさなどを検出す ることが容易であるため、血質吸内の発腫(アテロー 発明システムでは異常を検出することが可能になる。

ることができ、的確な診断を可能にする。

↑空区 数1:アテロームの内腔面からの各深さごとの単性率

. 33

は同じものである。リアルタイムシステム36が本発明 4はハードディスク装置HDDである。 â ハードウエア構成の一例を図10に示す。 図10にお 本発明による血管液度診断システムを実現できる好適な イムシステム、37,38ロシグナルプロセッサロS

M—modeイメージ敬応殺闘、43はザーボード、4 ンパータ・デジタル1/0、41はロ/Aコンパータ、 ↑ 女愈

により血管を赴査して、血管微小擬動の情報を含む断層 **첱を検出し、画像化して安示するリアルタイムシステム** 【0172】図示のシステムは大きく分けると、組音波 信号を取得する超音波診断システム21と、断層信号を 英時間が解析した、自衛觀の局部的な弾性母変化等の特 は、従来からある超音故診節システムの機構と基本的に 36の二つからなっている。超音液診断システム21

信号を実時間で解析処理して、血管の局部的な微小摄動

20

P. 39はワークステーションEWS. 40はA/Dコ

の娶問であり、組者被診断システム21が取得した断層

**の殴れ分布人メージなどはオツロメコープ35を用いた** 

カラー画像表示される。

ージはそれぞれ投示装置31と42に投示され、血管監

[0176] B-modeイメージとM-modeイメ

3

変位の違いから血管翳内の組織の硬さ分布を求め、その 分布を示すカラー画像をB/M-modeやECG,P CGなどの画像と同時に表示して、病変部の診断を容易 [0173] 超音故診断システム21において、周故数 変換器22は、40MHzのmain clockかち

**梅服2000-229078** 

一で計刻することを可能にする。この結果、従来不可能 高精度に行って、その空間分布をリアルタイムで画像表 [発明の効果] 本発明によれば、血管運動の損幅数ミク るため、血管壁の厚み変化や弦みを数ミクロンのオーダ であった動脈盤及び発膿痢変部の弾性特性の定量計測を 発賦の易破裂性と安定性などを、臨床的に短時間で繰り ロンで数百Hzまでの遠い版動成分を高精度に計画でき 返し評価して、的確な診断治療を行なうことができる。 示することが可能になり、動脈硬化や狭磐病変の過稿

[図3] 血管壁の微小変位変化液形計測処理説明

【図2】 超音核プロープによる空間走査方法の説明図で

[図1] 本発明の基本構成図である。

[図面の簡単な説明]

夜信号は、プローブ選択器24により選択されている超

パースト状の超音波信号が発生される。発生された超音 音波プローブ32または33~出力される。超音波プロ **ープ32または33は、超音版ピームを被験者の体内に** 

フレームトリガと10MHzのclockを生成する。 フレームトリガによりRF信号発生器23が駆動され、 向けて放射するとともに、その反射液を受信する。受信

された組音液信号は、増幅器29により増幅されてか

号を生じる。同相信号と直交信号は、アナログ信号形式

4歳別信号発生器25からは、B/M-mode 選択器 26で発択されたmodeに応じたフレーム戦別信号が

でリアルタイムシステム36〜出力される。 またフレー

ら、直交検波器30で直交検波され、同相信号と直交信

[図4] 反射波の検波液形の(複素液形)のモデルの脱

[図5] 位相の変化だけを許す場合の整合観差の変化の 明図である。

【図6】一拍での異種変位を奪にする制約の必要性の脱 説明図である。

20

【図 7】 血管壁の弾性母質出法説明図である。 明図である。

> ボール28の操作に応じて散定されるサンプル取り出し れ、10MH2のclockとともにサンプリング信号

タイミング位置を規定するサンプル位置信号が発生さ

[0174] サンブル位置発生器27からは、トラック

発生され、リアルタイムシステム36〜出力される。

【図8】30才代~60才代の銭常者の頚動脈での計測結

果を示すグラフである。

【図9】 類動脈の局所弾性率についての低常群と有危険

因子群の分布を示すグラフである。

[図10] 白質院変勢節システムの東施倒構成図であ

[符号の説明]

1:人体 2;体数 30

[0175] リアルタイムシステム36においては、A

コンベータ・アジタル!/040に供給する。

/Dコンパータ・デジタル1/040とDSP31が入 力信号処理を行い、DSP38とD/Aコンパータ41 がVME-busによって結合されており、EWS39

が出力信号処理を行う。DSP37,38とEWS39

る中間のタイミング位置により 1 MH z のサンプリング クロックを発生し、リアルタイムシステム36のA/D

は、To の期間内において、サンプル位置信号が規定す

発生器34に供給される。サンプリング信号発生器34

3 a: 血管の前端

3 p: 血管の後弱

4:超音液プローブ 3 c:旅苑街

5:超音液計激部

が行われる。これらのデータ解析処理を実行するための プログラムは、HDD44あるいはメインメモリに格納

の時間変化、弾性率等を求める本発明のデータ解析処理

によって、血管の大短幅変位運動と微小短動、血管啞庫

6:超帝波信号発生器

8: 何极フィルタ 7: 直交檢被器

媒体によったインストールされたり、ネットワーク上の

されるが、CD-ROMやMOなどのリムーパブル記憶 ファイル装置からダウンロードされるようにすることが

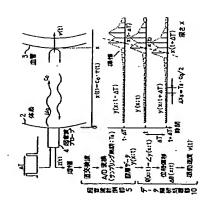
9:南遊A/D姿換器

10:ゲータ解析処単恕

11:大坂幅変位運動解析手段 12:微小振動解析手段

13:鹽庫解析手段

15:断層像作成手段



血管壁の被小文位変化破形計割処理費明図

[83]

Ē

特限2000-229078

(15)

超音波プローブによる空間定査方法の説明図

体数 2

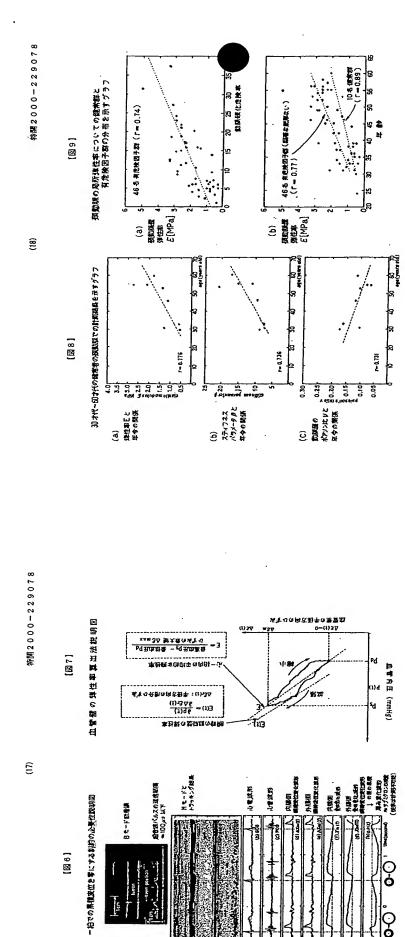
(a)

氏

[図2]

15

-91-



[図10] 山管南変妙猷システムの実施別構成図

21 21 23 24 25 25 25 25 25 25 25 25 25 25 25 25 25
--

-19

## This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning Operations and is not part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS

IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

FADED TEXT OR DRAWING

BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

☐ GRAY SCALE DOCUMENTS ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY	☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
	☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY	☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
	☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

## IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

☐ SKEWED/SLANTED IMAGES

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.